A-BNCT(Boron Neutron Capture Therapy) 시스템 구동을 위한 고전압 전원장치개발

이경규, 박선순, 최병호, 김동수, 김영우, 김효진
(주)다원시스

Development of High Voltage Power Supply for A-BNCT

Kyunkyu Lee, S.S. Park, B.H. Choi, D.S. Kim, Y.W. Kim, H.J. Kim
DAWONSYS Co., Ltd.

ABSTRACT

현재 선진국에서는 고출력 양성자 선형 가속기를 기반으로 한 의료용 암치료기인 BNCT(Boron Neutron Capture Therapy)에 대해 활발히 연구 중 이며 다원시스도 2016년부터 A-BNCT 사업을 진행 중이다. A-BNCT에 적용된 양성자 선형 가속기의 RF(Radio Frequency)전원을 공급하기 위해 352 MHz, 1.5 MW의 고출력을 가지는 클라이스트론을 사용하였다. 클라이스트론의 출력인 RF의 크기와 위상을 안정적으로 제어하기 위해 90 kV, 30 A, 120 Hz, 1.7 ms의 구형파 출력을 가지는 고전압 전원장치를 적용하였다. 또한 고전압 전원장치의 출력전압 변동률을 0.5 % 이내로 유지시키기 위해 전압보상 회로를 적용하여 회로 시뮬레이션과 실부하 실험을 통해 펄스 전원장치의 성능을 검증하였다.

1. 서 론

현재 암치료법은 크게 수술치료, 항암화학요법, 방사선치료 3가지로 구분이 된다. 이중 방사선치료는 방사선으로 암 덩어리에 충격을 주어 암세포를 죽이는 치료 방법이다. 대부분의 암환자 치료에 수행되지만 치료 시 주위의 정상 조직손상에 따른 후유증 등의 큰 단점이 있다. 최근 CT(전산화단층촬영), MRI(자기공명영상)의 첨단기술을 활용하여 암세포의 위치, 크기 및 모양을 정확하게 파악하여 정상조직의 손상을 최소화 하면서 암세포에 대해서만 선택적으로 방사선을 조사하여 치료의 효과를 높이는 연구가 세계적으로 활발히 이뤄지고 있다[1-5].

기존의 방사선 치료법은 표1과 같이 사용 방사선에 따라 양성자치료, 중입자치료, BNCT로 나눌 수 있다. BNCT의 경우 타 방사선 치료법의 한계인 정상조직의 피폭 최소화, 암조직의 세포단위 치료, 뇌암, 두경부암, 악성피부암 등 내방사선 암까지 치료효과가 있어 큰 장점을 가진다고 할 수 있다. 또한 경제적 측면으로도 저가의 시설구축비, 시술횟수 감소, 저렴한 치료비의 장점을 가진다. 반면에 상대적으로 짧은 치료 깊이가 단점이다. 위와 같은 방사선을 만들기 위해 선형가속기를 사용한다. 선형가속기는 연속적인 형태로 가속하기 때문에 대 전류 입자 가속이 가능하다. 또한 열외 중성자속이 높고 잔류 방사선이 적기 때문에 환자의 피폭을 최소화 할 수 있는 장점이 있다.

표 1 방사선 치료법의 특성 비교
Table 1 Characteristic comparison of radiotherapy

특성	양성자치료	중입자치료	BNCT
방식	고에너지 양성자 빔을 외부에서 조사	초고에너지 탄소 빔을 외부에서 조사	외부에서 중성자를 조사하면 암세포안에 함유된 붕소와 핵반응을 일으켜 생성된 입자가 암세포를 파괴
체내 정상 조직 피폭	양성자	탄소이온	잔류 감마선
입자빔 체내 소산 에너지	200 MeV	400 MeV	10 keV
표적 암종류	국소암	국소암	국소암+분산암
치료 대상암	고형암	고형암	고형암+내방사선 암+재발암
최소 치료 분해능	펜슬빔(5mm)	펜슬빔(5mm)	세포단위(10um)
분할 치료 횟수	20~30회	5~10회	1~2회
치료 깊이	30cm	30cm	7~8cm

가속기 기반 BNCT의 개발동향은 표 2와같이 일본을 선두로 세계적으로 개발되고 있다. 이에 따라 우리나라도 국민건강 증진과 BNCT 시장잠식을 막고, 의료기기 신시장 창출을 위해 개발을 진행 중이다. 본 연구에 적용된 선형가속기의 구조는 그림 1과 같이 입사기(Injector), RFQ, DTL로 구성이 된다. 이온원인 입사기를 통해 만들어진 양성자 빔이 RFQ를 통해 4개의 전극에 의해 집속과 가속이 이뤄진다. 그 뒤의 DTL을 통해 다시 가속되어 중성자 발생장치로 빔을 조사하게 된다. 결국 그림 2와 같이 가속기의 최종 출력인 중성자 빔이 환

자의 환부에 조사되고, 붕소와 결합된 암세포에서 핵분열이 일어나 정상세포의 파괴 없이 암세포만 사멸하여 치료가 이뤄지는 원리이다.

표 3 가속기기반 BNCT 개발 동향
Table 3 Development trend of accelerator based BNCT

국가	프로젝트	제원	현황
일본	Kyoto-BNCT	사이클로트론 (30MeV,33kW) Be 표적	2014완공 임상시험중
미국	ION LINAC SYSTEMS	선형가속기 (2.5MeV, 50kW) Li 표적	가속기개발중
중국	CBNCT	선형가속기(3MeV, 35kW) Li 표적	가속기완성 Li 표적개발중

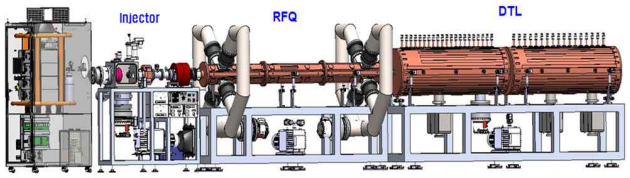

그림 1 선형 가속기의 구조
Figure 1 Configuration of Linear Accelerator

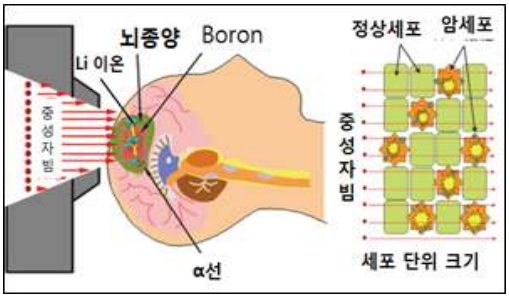

그림 2 A-BNCT 원리
Figure 2 Prinsiples of A-BNCT

이때 고주파 발생장치인 클라이스트론을 적용하여 가속관인 RFQ와 DTL의 내고 입사된 양성자의 가속을 위해 에너지를 공급한다. 352 MHz, 1.5 MW의 출력을 내는 클라이스트론이 각각 RFQ와 DTL에 고주파의 전압을 인가한다. 안정적인 빔 조사를 위해서는 클라이스트론의 입력 구형파 전압 변동률이 0.5 %이내, 반복되는 구형파의 오차율은 0.1 % 이내의 조건을 만족해야 한다.

2. 고전압 전원장치

2.1. 고전압 전원장치의 구조

고전압 전원장치는 그림 3과 같이 전원부, 고전압 스위칭부, 전압보상부 3가지로 나눌 수 있다. 전압보상부는 캐패시터 뱅크에 직렬로 연결되어 전압보상을 하게 된다.

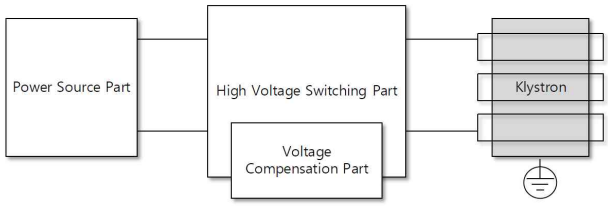

그림 3 고전압 전원장치의 구조
Figure 3 Configuration of High Voltage Power Supply

2.1.1. 전원부 (Power Source Part)

전원부는 고전압 스위칭 부의 커패시터 뱅크를 충전하는 전원장치로 최대 180 kW (-90 kV / 2 A)의 전력을 연속운전 할 수 있도록 설계되었다. 기본적인 구조는 그림 4와 같이 공진형 풀브릿지 인버터이다. 3상 480 Vac을 시스템의 입력으로 사용하고 공진형 인버터와 변압기를 사용하여 원하는 직류 전원을 출력하게 된다. 전원장치의 상세 사양은 아래의 표 4와 같다.

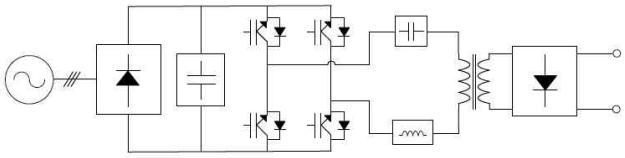

그림 4 고전압 전원장치의 전원부 구조
Figure 4 Configuration of Power Source Part

표 4 고전압 전원장치 전원부 사양
Table 4 Specification of Power Source Part

항목	값	단위
입력 전압	480 ±10%, 3p/60Hz	Vac
출력 전압	-90	kV
출력 평균 전력	180	kJ/s

2.1.2. 고전압 스위칭부 (High Voltage Switching Part)

고전압 스위칭부는 그림 5과 같이 에너지 저장을 위한 커패시터 뱅크, 출력 제어를 위한 고전압 스위치 탱크, 아크 발생시 보호를 위한 댐핑회로로 크게 3가지로 구분할 수 있다.

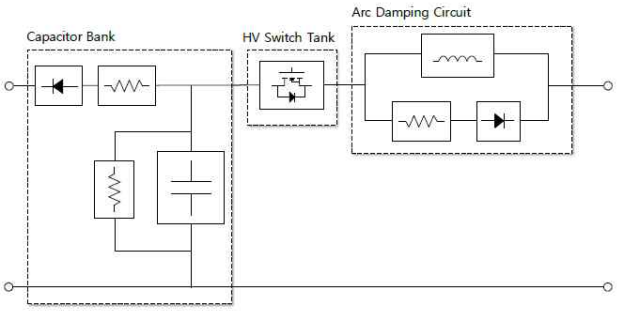

그림 5 고전압 스위칭 부의 구조
Figure 5 Configuration of High Voltage Switching part

스위칭부 입력단에는 캐패시터 뱅크 충전 시 유입되는 전류를 제한하고 아크 발생 시 역으로 넘어오는 전류에 대해 시스템 보호를 위해 저항과 다이오드가 직렬로 적용되어 있다. 그리고 에너지 충전을 위한 캐패시터와 방전저항으로 구성된다.

캐패시터 뱅크에 충전된 에너지의 출력 제어를 위한 고전압 스위치 탱크는 오버슈트와 스위칭노이즈 개선을 위해 낮은 캐패시턴스를 가지는 고전압 FET의 직, 병렬 조합으로 구성되어 있다. 또한 고전압에 대한 인명 피해 및 장비 소손이 발생하지 않도록 절연유를 채운 탱크 내부에 시스템을 구성하였다. 댐핑 회로는 인덕터, 저항, 다이오드로 구성되어 있고 아크 발생 시 환류되는 에너지를 소모하기 위해 적용되었다.

2.1.3. 전압 보상부 (Voltage Compensation Part)

고전압 전원장치의 부하인 클라이스트론의 입력전원으로 구형파 전압을 인가해야 안정적인 출력으로 입자를 가속시킬 수 있다. 때문에 0.5 % 이내의 리플을 가지는 구형파 전압을 출력하기 위해 캐패시터 뱅크에 직렬로 전압보상을 위한 회로를 적용하였다[6].

전압 보상을 위한 회로는 그림 6과 같다. 고전압을 만들기 위해 입력 전원은 병렬, 하프브릿지 DC-DC 컨버터의 출력을 직렬로 연결하는 MARX 컨버터의 토폴로지를 적용하였다[7]. 출력단에는 LC필터, 댐핑회로, 아크 발생 시 보호를 위한 회로로 구성되어있다.

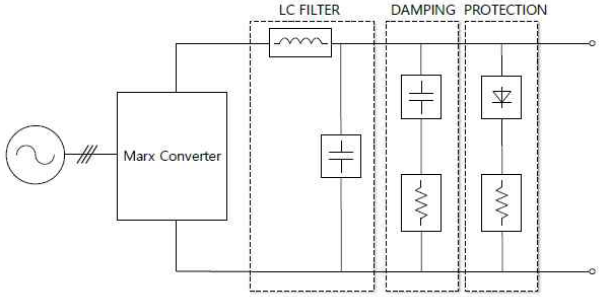

그림 6 전압보상부의 구조
Figure 6 Configuration of Voltage Compensation Part

2.2. 고전압 전원장치의 제어

고전압 전원장치의 제어는 초기 시스템 구동시 전원부가 캐패시터 뱅크를 충전하고 전압 보상부 역시 초기충전동작을 수행하여 트리거 신호가 오기 전까지 대기상태를 유지한다. 신호가 들어오면 고전압 스위치를 통해 캐패시터 뱅크에 저장되어 있던 에너지가 부하인 클라이스트론에 인가된다. 이때 발생하는 전압강하는 실시간으로 보상되어 0.5 % 이내의 전압 리플을 가지는 구형파의 전압 인가를 가능하게 한다. 트리거 후 고전압 스위치가 열리고 다음 출력을 내기위해 캐패시터 뱅크와 전압보상부는 충전을 완료하고 대기상태를 유지한다.

2.3. 고전압 전원장치 시뮬레이션

구성된 시스템 검증을 위해 Psim을 사용하여 표 5와 같은 조건으로 시뮬레이션을 하였다. 그림 7은 전압보상부 미적용(a), 적용(b)에 대한 출력전압 파형이다. 전압보상 없이 출력을 냈을 때 출력의 마지막에 약 5 %의 전압강하가 발생하고 이를 0.5 %내로 유지하기 위해 전압보상회로를 적용하였을 때 그림 8과 같이 0.5 %내의 리플을 갖는 출력을 확인 할 수 있다.

표 5 시뮬레이션 조건
Table 5 Parameters of Simulation

항목	값	단위
출력 전류	2	A
출력 전압	-75.5	kV
펄스 폭	1.7	ms

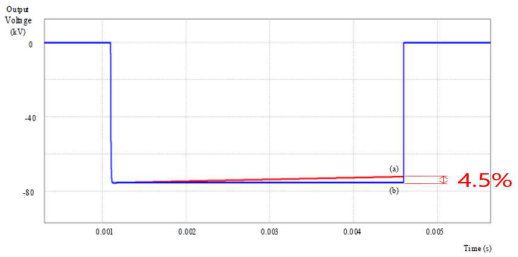

그림 7 고전압 전원장치의 출력 전압 비교 시뮬레이션 파형
(a) 전압보상 미적용, (b) 전압보상 적용
Figure 7 Output Voltage Waveform of Power Supply
(a) without Voltage Compensation,
(b) with Voltage Compensation

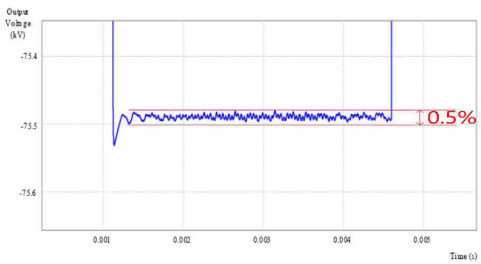

그림 8 전압보상이 적용된 출력 전압 시뮬레이션 파형
Figure 8 Output Voltage Waveform with Compensation

2.4. 고전압 전원장치 실험

고전압 전원장치의 실험은 그림 11과 같이 사내에서 구성하여 표 6과 같은 조건으로 진행하였다. 본사에서 개발안 정전류원인 CCPS(Capacitor Charging Power Supply)를 전원부로 사용했고 전압보상을 위해 DRC(DRoop Compensator)를 적용하였다. 시뮬레이션과 같이 전압보상부의 미적용(a), 적용(b) 으로 구분하여 출력 구형파의 전압강하를 측정하였다. 그림 11과 같이 전압보상 적용 시 출력 전압은 0.5 %내의 전압변동률을 갖는 출력을 확인할 수 있다.

표 6 실험 조건
Table 6 Parameters of Experiment

항목	값	단위
출력 전류	2	A
출력 전압	-75.5	kV
펄스 폭	1.7	ms

그림 9 실험세트 구성
Figure 9 Construction of Experiment Set

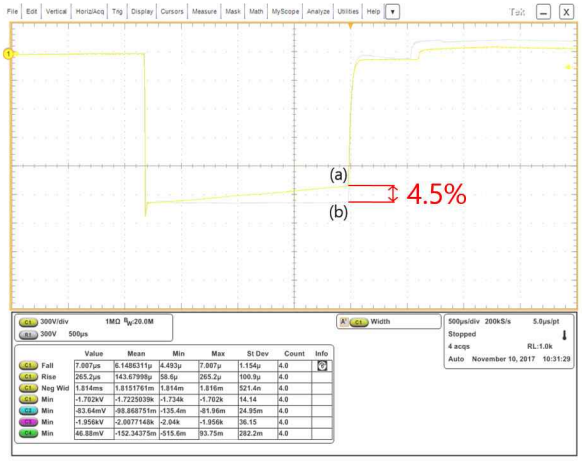

그림 10 고전압 전원장치의 출력 전압 비교 실험 파형
(a) 전압보상 미적용, (b) 전압보상 적용
Figure 10 Output Voltage Waveform of Power Supply
(a) without Voltage Compensation,
(b) with Voltage Compensation

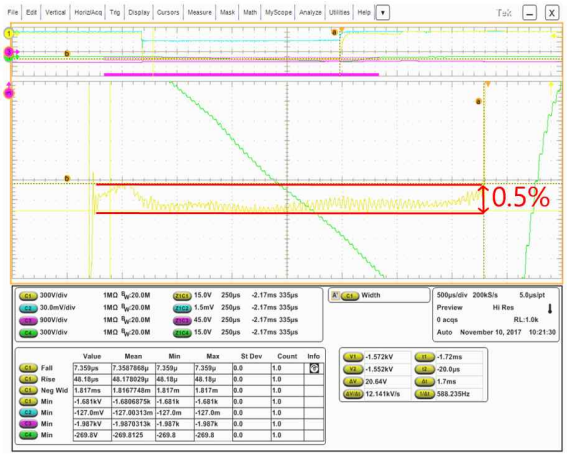

그림 11 전압보상이 적용된 출력 전압 실험 파형
Figure 11 Output Voltage Waveform with Compensation

3. 결 론

본 논문은 다원시스에서 개발하고 있는 양성자 선형 가속기 기반 A-BNCT 특성과 세계적인 개발동향, 선형가속기 구동을 위한 전원장치에 대해 다루었다. 현재 개발 진행 중인 선형 가속기의 사양을 만족시키기 위해 RF 전원장치에 필요한 고전압 전원장치를 설계하였고 회로 시뮬레이션과 실부하 실험을 통해 성능을 검증하였다.

현재 송도 BNCT 센터에서 양성자 가속장치 시험 중이며 중성자 발생시험은 금년 11월말을 목표로 하고 있다. 사업 목표인 2020년 까지 A-BNCT의 상용화를 추진하고 있다.

참 고 문 헌

[1] 전병진, 하나로를 이용한 암치료 장치 개발, KAERI/rr - 2018/99. 한국 원자력 연구소, 1999.

[2] 전병진, 중성자 포획 암치료, KAERI/AR - 517/98, 한국 원자력 연구소, 1998.

[3] Barth-RF; Soloway-AH. Boron neutron capture therapy of primary and metastatic brain tumors. Mol-Chem-Neuropathol., 139-54, 1994.

[4] Barth-RF; Soloway-AH; Fairchild-RG; Brugger-RM. Boron neutron capture therapy for cancer. Realities and prospects. Cancer., 70(12): 2995-3007, 1992.

[5] Carlsson-J; Sjoberg-S; Larsson-BS. Present status of boron neutron capture therapy. Acta-Oncol., 31(8); 803-13, 1992.

[6] RICHARDSON, Bob; PIKE, Tudor. Pulse Droop Compensation using a PWM Technique. In: IEEE International Power Modulators and High Voltage Conference, Proceedings of the 2008. IEEE, 2008. p. 219-222.

[7] VEILLEUX, Etienne; OOI, Boon-Teck; LEHN, Peter W. Marx dc - dc converter for high-power application. IET Power Electronics, 2013, 6.9: 1733-1741.